

Individuelle Kalibrierung von Ganz- und Teilkörperzählern mit Hilfe von Voxel-Phantomen

H. Doerfel, B. Heide, M. Streckenbach, M. Urban, HS; H. Çakmak, IAI

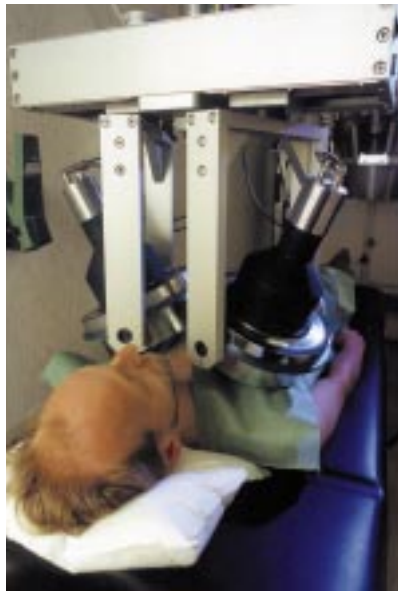


Abb. 1: Teilkörperzähler mit zwei NaI(Tl)/CsI(Tl)-Phoswich-Detektoren zur Messung von Photonenstrahlen im Energiebereich von 15 bis 200 keV in der Lunge.

Einleitung

Die Genauigkeit der Aktivitätsbestimmung mit Ganz- und Teilkörperzählern wird beim heutigen Stand der Meßtechnik nicht mehr von zählstatistischen Fehlern, sondern von den durch die Kalibrierung bedingten systematischen Fehlern bestimmt. Dies gilt ganz besonders für niederenergetische Photonenstrahler wie z.B. Pb-210, U-235, Th-234 (Folgeprodukt von U-238) und Am-241. Erschwerend kommt hinzu, daß diese Nuklide im allgemeinen sehr inhomogen im Körper verteilt sind (Knochenoberfläche, Lunge, Lymphknoten, Leber, Nieren). Diese Probleme können auch mit hochentwickelten physikalischen Phantomen nicht vollständig gelöst werden, da diese Phantome stets nur eine Standardverteilung repräsentieren.

Das Forschungszentrum verfügt über einen Ganzkörperzähler zur Messung von Photonenstrahlern im Energiebereich von 100 bis 3000 keV sowie über zwei Teilkörperzähler zur Messung von Photonenstrahlern im Energiebereich von 15 bis 200 keV. Der Ganzkörperzähler besteht aus 4 NaI(Tl)-Szintillationsdetektoren mit einem Kristalldurchmesser von 20 cm und einer Kristalldicke von 10 cm. Die Teilkörperzähler arbeiten dagegen mit großflächigen Phoswich-Detektoren bzw. mit kleineren HPGe-Detektoren. Die Phoswich-Detektoren bestehen jeweils aus einem dünnen NaI(Tl)-Szintillationskristall zum Nachweis der niederenergetischen Photonenstrahlung und einem vergleichsweise dicken CsI(Tl)-Szintillationskristall, der als Anti-

Compton-Schild zur Reduzierung des Nulleffekts des NaI(Tl)-Kristalls dient. Bei der Teilkörpermessung werden die Phoswich-Detektoren in direktem Körperkontakt möglichst nah an das zu untersuchende Organ herangebracht. Die Abb. 1 zeigt als Beispiel die Anordnung der Detektoren bei einer Lungenmessung. Bedingt durch Anti-Compton-Diskriminierung haben die Phoswich-Detektoren eine relativ hohe Empfindlichkeit speziell für niederenergetische Photonenstrahler. Sie haben allerdings ein relativ schlechtes Energieauflösungsvermögen, was in der Gegenwart von Störstrahlern wie z.B. Cs-137 zu erheblichen Problemen führen kann. Aus diesem Grund wurde im Forschungszentrum ein zweiter Teilkörperzähler mit speziellen HPGe-Sandwich-Detektoren entwickelt. Diese Detektoren stellen ein Halbleiter-Analogon der Phoswich-Detektoren dar, bei denen ein planarer HPGe-Kristall die Rolle des NaI(Tl)-Kristalls und ein koaxialer HPGe-Detektor die Rolle des CsI(Tl)-Kristalls übernimmt. Beim Karlsruher HPGe-Teilkörperzähler werden vier solcher Detektoren verwendet (Abb. 2).

Zur Kalibrierung der Teilkörperzähler stehen verschiedene physikalische Phantome zur Verfügung. Die Abb. 3 zeigt als Beispiel ein im Forschungszentrum verwendetes Rumpf-Phantom in zerlegter Form. Die Organnachbildungen dieses Phantoms verfügen jeweils über eine Lochmatrix, in die radioaktive Standardpräparate zur Simulation von nahezu beliebigen Nukliddepositionen eingebracht werden kön-



Abb. 2: Teilkörperzähler mit vier HPGe-Sandwich-Detektoren zur Messung von Photonenstrahlen im Energiebereich von 15 bis 200 keV in der Lunge.

nen. Beide Teilkörperzähler werden regelmäßig mit diesem Rumpf-Phantom sowie mit einem vergleichbaren Torso-Phantom kalibriert. Trotzdem ergeben sich in der Praxis häufig inkonsistente Messergebnisse, wenn (a) die Körperproportionen des Probanden nicht mit denen des Phantoms übereinstimmen und (b) die Nuklidverteilungen in den Organen des Probanden nicht denen im Phantom entsprechen.

Eine Lösung dieses Problems bieten die in jüngster Zeit in die interne Dosimetrie eingeführten Voxel-Phantome. Diese Voxel-Phantome gestatten die mathematische Simulation des Photonentransports von einem Quellorgan zu einem Zielorgan des Körpers und haben sich bei der Berechnung von Dosiskoeffizienten für die interne Dosimetrie bereits sehr gut bewährt. Die Voxel-Phantome gestatten auch die Simulation des Photonentransports von einem Quellorgan innerhalb des Körpers zu einem Detektor außerhalb des Körpers und ermöglichen so prinzipiell die Berechnung des Wirkungsgrads dieses Detektors für die von der Nukliddeposition emittierte Strahlung. Diese Methode der mathematischen Kalibrierung von Ganz- und Teilkörperzählern hat den entscheidenden Vorteil, dass die Voxel-Phantome – im Gegensatz zu den physikalischen Phantomen – ohne Schwierigkeiten an die individuellen Körperproportionen und die Aktivitätsverteilungen im Probanden angepasst werden können.

Mathematische Simulation des Probanden

Basisdatensatz

Für die Simulation des Probanden wird der „MEET-Man“ Datensatz vom Institut für Biomedizinische Technik der Universität Karlsruhe [1] verwendet. Dieser Datensatz wurde ursprünglich zur Simulation von physikalischen Vorgängen im Körper entwickelt. Im Vordergrund standen hierbei elektromagnetische, elastomechanische sowie thermische Prozesse.

Grundlage des MEET-Man ist der 1994 entstandene Visible Man Datensatz, der im Rahmen des Visible Human Projektes der National Library of Medicine (NLM), Bethesda, Maryland (USA) erstellt wurde [2, 3]. Der Visible Man Datensatz besteht aus Schichtaufnahmen eines männlichen Körpers, die mittels Computertomographie (CT), Kernspintomographie (NMR) sowie durch Dünnschicht-Farbphotographie erzeugt wurden. Der Mann war 180 cm groß und sein Gewicht betrug 92 kg. Die Schichtaufnahmen wurden vom Institut für Biomedizinische Technik aufbereitet. Hierbei wurden geometrische Fehler und Farbfehler korrigiert sowie fehlende bzw. unbrauchbare Schichten mit Hilfe eines speziellen Verfahrens (Image Warping) interpoliert. Danach wurden die Bilder segmentiert. Hierbei wurde jedem dreidimensionalen Bildelement genau eine von insgesamt 28 Gewebe- bzw. Organkennzahlen zugeordnet. Die Abb. 4 vermittelt ein Bild von den Strukturen des MEET-Man.



Abb. 3: Physikalisches Phantom zur Kalibrierung von Ganz- und Teilkörperzählern für Nukliddepositionen in den wichtigsten Organen und Gewebestrukturen des Körpers.



Abb. 4: MEET-Man-Frontansicht teilweise aufgeschnitten.



Abb. 5: Mit einem Laser-Scanner hergestelltes Oberflächenmodell eines Probanden

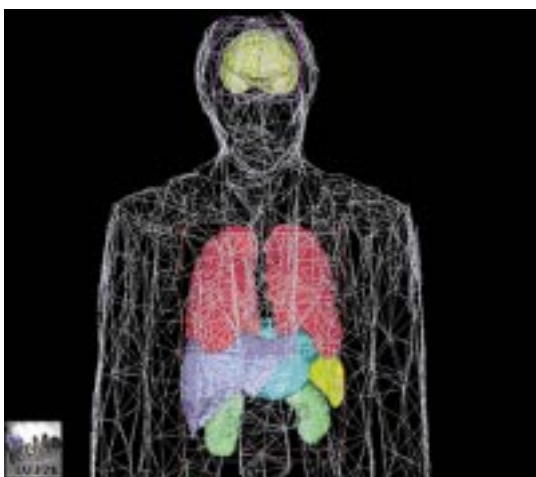


Abb. 6: Implementierung einiger Organe des Voxel-Phantoms MEET-Man in das Oberflächenmodell eines Probanden; es handelt hierbei sich um denselben Probanden wie in Abb. 7, allerdings ist die Oberfläche hier zur besseren Übersicht als „Wireframe“ dargestellt.

Individuelle Anpassung des Datensatzes

Die Anpassung des MEET-Man an die individuellen Körperproportionen eines Probanden kann durch lineare Streckung bzw. Stauchung der Voxel oder durch nichtlineares „Morphing“ erfolgen. Bei der linearen Streckung handelt es sich um eine kongruente Transformation, bei der die Strukturen des Phantoms in den drei Raumrichtungen x , y und z mit den festen Streckungsfaktoren f_x , f_y und f_z gestreckt bzw. gestaucht werden. Dadurch ändern sich die Dimensionen aller Strukturen des Phantoms in der gleichen Weise. Beim Morphing werden die Strukturen dagegen in unterschiedlicher Weise gestreckt bzw. gestaucht, so dass sich die Gestalt des Phantoms bzw. einzelner Strukturen des Phantoms verändert. Die Anpassung erfolgt anhand eines Oberflächenmodells des Probanden. Zur Erzeugung eines solchen Oberflächenmodells kann das an der TU München entwickelte Verfahren RAMSIS (Rechnerunterstütztes Anthropologisches Mathematisches System zur Insassen Simulation) [4, 5] angewandt werden. Es kann allerdings auch eine vergleichsweise einfache Oberflächenabtastung mit einem Laser-Scanner durchgeführt werden. Die Abb. 5 zeigt als Beispiel das mit einem Laser-Scanner der TU München hergestellte Oberflächenmodell eines Probanden [6].

Lineare Anpassung

Wenn sich die Körperproportionen des Probanden nur wenig von denen des Basisdatensatzes

unterscheiden, kann eine lineare Anpassung vorgenommen werden. Hierbei werden zunächst die Voxel-Darstellungen der MEET-Man-Organen in die Oberflächenhülle des Probanden transformiert. Diese Transformation erfolgt mit Hilfe des im Forschungszentrum entwickelten Programms KisMo [7]. Die Voxel-Organen werden dabei so positioniert, dass sich ihr Schwerpunkt an der anatomisch korrekten Position befindet. Danach werden die Voxel-Organen in den drei Raumrichtungen x , y und z gestreckt bzw. gestaucht, bis ihre Form den Vorgaben eines dreidimensionalen Anatomie-Atlas entspricht. Die Abb. 6 zeigt die auf diese Weise in das Oberflächenmodell eines Probanden implementierten Organe (Gehirn, Lunge, Magen, Leber, Milz, Nieren) des MEET-Man Datensatzes.

Nicht-lineare Anpassung

Bei der nicht-linearen Anpassung werden im ersten Schritt mit Hilfe des Programms KisMo Oberflächendarstellungen von den Organen des Phantoms angefertigt. Diese werden mittels Freiformflächen interaktiv mit Kontrollpunkten und Ableitungsvektoren konstruiert, wobei tomographische Schichtbilder des MEET-Man als Modellvorlage dienen. Dazu wird zunächst das zu modellierende Organ in den Schichtbildern identifiziert, eine Konstruktionsebene gewählt und die Umrisse des Objekts in den Schichtbildern durch interaktives Setzen und Löschen von Kontrollpunkten erstellt. Die Objektumrisse müssen nicht für alle Schichtbilder konstruiert werden, da eine

abschließende lineare Interpolation automatisch fehlende Umrise generiert und die 3D-Objektoberfläche erstellt. Je vier Kontrollpunkte mit den dazugehörigen Ableitungsvektoren bilden ein so genanntes Patch mit den dazugehörigen Interpolationspunkten, die mittels einer Spline-Funktion berechnet werden. Die Abb. 7 zeigt als Beispiel die Oberflächendarstellung der linken Lunge des MEET-Man Datensatzes, wobei die Patches rot und die Kontrollpunkte gelb dargestellt sind.

Im zweiten Schritt werden nun die Oberflächen durch Anklicken und Verschieben der Kontrollpunkte derart modifiziert, dass die Organe die gewünschte Form und das gewünschte Volumen einnehmen. Als Orientierungshilfen können hierzu auch Ultraschall-Aufnahmen herangezogen werden. Die Verschiebung erfolgt in einer beliebigen Ebene im dreidimensionalen Raum und wird vom Programm simultan sowohl in der Perspektive als auch in der xy-, xz- und yz-Ebene angezeigt.

Im dritten und letztem Schritt werden aus den Oberflächendarstellungen wieder Voxel-Darstellungen generiert. Hierzu wird um die jeweilige Oberfläche ein umschreibenden Quader konstruiert, der mit Voxeln der gewünschten Größe gefüllt wird. Danach wird für jedes Voxel geprüft, ob es genommen wird oder nicht, d. h. ob es innerhalb oder außerhalb dieser Oberfläche liegt.

Es wird vorausgesetzt, dass die Oberflächen im mathematischen Sinne geschlossen, ein-

fach zusammenhängend und frei von Doppelpunkten sind. Dies ist bei den mit KisMo erzeugten Oberflächen generell gewährleistet.

Simulation des Photonentransports

Das an den Probanden angepasste MEET-Man Phantom dient als Basis zur Simulation des Photonentransports von einem bestimmten Organ oder Gewebe des Phantoms zu einem bestimmten Detektor des Ganz- bzw. Teilkörperzählers. Die Simulation erfolgt mit Hilfe des Visuellen Monte-Carlo-Code (VMC) [8]. Hierbei wird zunächst mit Hilfe eines Zufallszahlengenerators ein Voxel des betreffenden Organs oder Gewebes ausgewählt, von dem ein Photon mit der vorgegebenen Energie emittiert wird. Danach wird ein Zufallswert für den Emissionswinkel ermittelt und mit Hilfe der entsprechenden Wirkungsquerschnitte die nächste Wechselwirkung des Photons in der betreffenden Raumrichtung bestimmt. Wenn es sich bei dieser Wechselwirkung um einen Photoeffekt handelt, dann wird das Photon an diesem Ort voll absorbiert. Wenn es sich um einen Compton- oder Paarbildungseffekt handelt, dann werden mit Hilfe des Zufallszahlengenerators die Startparameter des gestreuten Photons bzw. der nach der Paarbildung entstehenden Anihilationsquanten ermittelt. Die Simulation wird so lange fortgesetzt, bis die bei den Wechselwirkungen entstehenden Photonen durch Photoeffekt absorbiert werden oder ein vorgegebenes Volumen verlassen. Nach Simu-

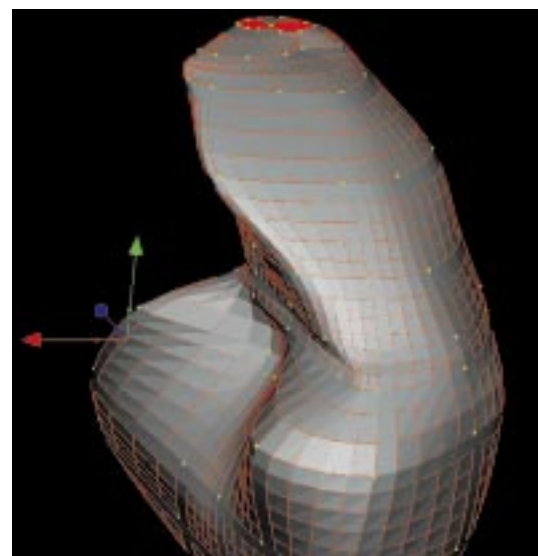


Abb. 7: Oberflächendarstellung der linken Lunge des Voxel-Phantoms MEET-Man; die roten Gitter stellen die Patches dar und die gelben Punkte die Kontrollpunkte.

lierung einer hinreichend großen Anzahl von Prozessen wird die Anzahl derjenigen Photonen ermittelt, die den Detektor ohne Streuung erreichen und dort durch Photoeffekt absorbiert werden. Bezieht man diese Anzahl auf die insgesamt emittierten Photonen, so erhält man den Wirkungsgrad des betreffenden Detektors für eine Nukliddeposition im betreffenden Organ oder Gewebe. Zur Veranschaulichung ist in Abb. 8 die Simulation des Photonentransports mit dem VMC-Code für eine Deposition von Am-241 im Skelett eines Voxel-Phantoms dargestellt. Die kurzen lila Linien geben die Emissionsrichtungen der Photonen an. Die grünen Kreise (hauptsächlich in der Mitte und im Fußbereich) stehen für Wechselwirkungen der Photonen mit Luftmolekülen, die gelben Kreise im Detektor symbolisieren die Absorptionereignisse durch Photo-Effekt.

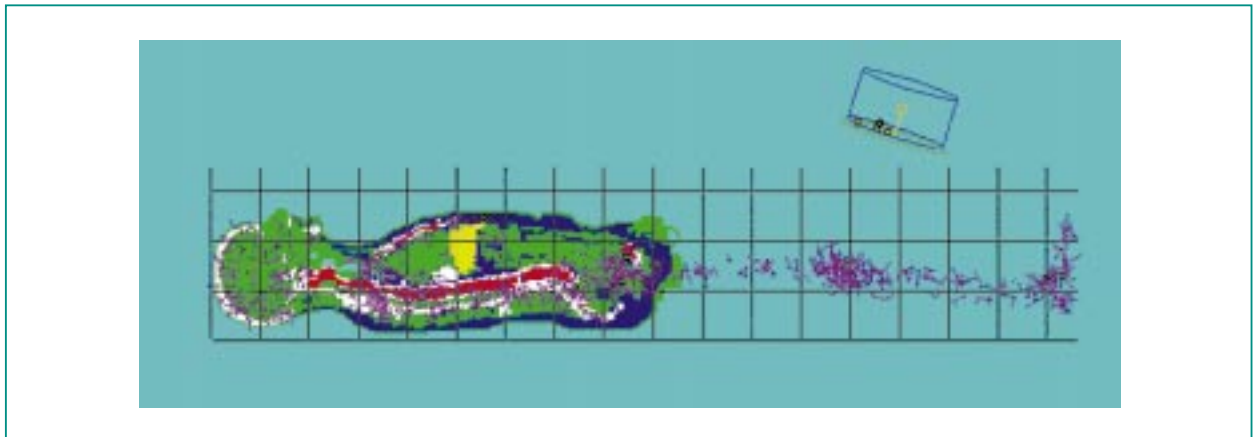


Abb. 8: Simulation des Photonentransports mit dem VMC-Code [8] für eine Deposition von Am-241 im Skelett eines Voxel-Phantoms; die kurzen lila Linien geben die Emissionsrichtungen der Photonen an. Die grünen Kreise (hauptsächlich in der Mitte und im Fußbereich) stehen für Wechselwirkungen der Photonen mit Luftmolekülen, die gelben Kreise im Detektor symbolisieren die Absorptionsereignisse durch Photo-Effekt.

Die bisherigen Erfahrungen haben gezeigt, dass mit diesem Verfahren eine hinreichend genaue Simulierung des Photonentransports von einer beliebigen Nukliddeposition im Körper zu einem beliebigen Detektor eines Ganz- oder Teilkörperzählers möglich ist. Allerdings können mit

diesem Verfahren nicht die nachfolgenden Prozesse im Detektor sowie in der nachgeschalteten Elektronik simuliert werden. Diese Prozesse können allerdings in einfacher Weise experimentell erfasst werden. Auf der Basis dieser Experimente können empirische Korrekturfaktoren zur Be-

rücksichtigung der elektronischen Effekte abgeleitet und in das Simulationsprogramm implementiert werden. Dies ist Gegenstand weiterer Untersuchungen.

Literatur

- [1] F. B. Sachse, C. Werner, M. Müller, K. Meyer-Waarden, *MEET Man-Models for Simulation of Electromagnetic, Elastomechanic and Thermic Behavior of Man, Erstellung und technische Parameter, Institut für Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe, 1997*
- [2] M. J. Ackerman, *Viewpoint: The Visible Human Project, Journal Biocommunication, 18 no.2, p. 14, 1991*
- [3] V. Spitzer, M. J. Ackerman, A. L. Scherzinger, D. Whitlock, *The Visible Human Male: A Technical Report, Journal of the American Medical Informatics Association, 3 no. 2, pp. 118-130, 1996*
- [4] H. Bubb, *RAMSIS – a Measuring and CAD-Tool, Serving as a Standard for Ergonomic Assessments of Workplaces, Cars and Other Products, In: Proc. of the 13th Triennial Congress of the International Ergonomics Association, Tampere, Finland, June 29-July 4, 1997, Edited by P. Seppala, T. Luopajarvi, C.H. Nygard and M. Mattila, Finnish Institute of Occupational Health, Helsinki, Vol. 2*
- [5] T. Seitz, H. Bubb, *An Approach for a Low-Cost Alternative for Full-Body Posture and Movement Measurement and Analysis. In: Proceedings of the International Conference on Computer-Aided Ergonomics and Safety, Maui, Hawaii, July 29 - August 1, 2001*
- [6] T. Seitz, *Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München, private Mitteilung*
- [7] H. K. Çakmak, H. Maass, G. Strauss, C. Trantakis, E. Nowatius, U. Kühnapfel, *Modellierung chirurgischer Simulationsszenarien für das Virtuelle Endoskopie Trainingssystem (VEST), CURAC 2002, 1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V., Leipzig/Germany, elektronisch veröffentlicht bei Medicstream.de, ISSN 1619-2745*
- [8] J. G. Hunt, B. M. Dantas, E. Lucena, *Calibration of an In Vivo Measurement System Using a Voxel Phantom. Radiation Protection Dosimetry Vol. 79 (1998) pp. 425-427*